

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
7. Februar 2002 (07.02.2002)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 02/09788 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: **A61L 27/22**,  
27/54

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE01/02893

(22) Internationales Anmeldedatum:  
1. August 2001 (01.08.2001)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
100 37 850.1 1. August 2000 (01.08.2000) DE

(71) Anmelder und

(72) Erfinder: JENNISSEN, Herbert, P. [DE/DE]; Von-der-  
Vogelweide-Strasse 39, 45279 Essen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): CHATZINIKO-  
LAIDOU, Maria [DE/DE]; Kepplerstrasse 95, 45147  
Essen (DE). RUMPF, Heike [DE/DE]; Westfalenstrasse  
1, 45770 Marl (DE).

(74) Anwalt: NOBBE, Matthias; Viering, Jentschura & Part-  
ner, Centroallee 263, 46047 Oberhausen (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT,  
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU,  
CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,  
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,  
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,  
MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL,  
TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (regional): ARIPO-Patent (GH,  
GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW),  
eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ,  
TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK,  
ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR),  
OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,  
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Veröffentlicht:**

- mit internationalem Recherchenbericht
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden  
Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen  
eintreffen

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen  
Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on  
Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe  
der PCT-Gazette verwiesen.

WO 02/09788 A1

(54) Title: METHOD FOR PRODUCING BIOACTIVE IMPLANT SURFACES

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUR HERSTELLUNG BIOAKTIVER IMPLANTATOBERFLÄCHEN

(57) Abstract: The invention relates to a method for producing bioactive implant surfaces consisting of metallic or ceramic materials, to be used for implants such as artificial joints or very small implants such as so-called stents. The invention also relates to implants produced according to this method.

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Herstellung bioaktiver Implantatoberflächen von metallischen oder keramischen Materialien, die für Implantate wie künstliche Gelenke oder auch Kleinstimplantate, z.B. sogenannte Stents, verwendet werden, als auch nach dem Verfahren hergestellte Implantate.

Verfahren zur Herstellung bioaktiver Implantatoberflächen

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Herstellung bioaktiver Implantatoberflächen von metallischen  
5 oder keramischen Materialien, die für Implantate wie künstliche Gelenke, Zahnimplantate oder auch Kleinstimplantate, z.B. sogenannte Stents, verwendet werden, als auch nach dem Verfahren hergestellte Implantate, die als sogenannte „aktive device“ eine kontrollierte Freisetzung der bioaktiven Moleküle  
10 von den Implantatmaterialien erlauben.

Die Implantation künstlicher Gelenke oder Knochen hat in den letzten Jahren eine zunehmende Bedeutung z.B. bei der Behandlung von Gelenkdysplasien oder -luxationen bzw. bei Erkrankungen,  
15 die auf der Abnutzung von Gelenken als Folge von Gelenkfehlstellungen entstehen können, gewonnen. Die Funktion der Implantate und die für ihre Herstellung verwendeten Materialien, die neben Metallen wie Titan oder Metallegierungen auch Keramik oder Kunststoffmaterialien wie Teflon umfassen  
20 können, sind stetig verbessert worden, so dass Implantate nach erfolgreichem Heilungsverlauf in 90-95% der Fälle Standzeiten von 10 Jahren aufweisen können. Ungeachtet dieser Fortschritte und verbesserter operativer Verfahren bleibt eine Implantation immer noch ein schwieriger und belastender Eingriff,  
25 insbesondere da sie mit einem langwierigen Einheilungsprozeß des Implantates, der oft monatelange Klinik- und Kuraufenthalte einschließlich Rehabilitationsmaßnahmen umfaßt, verbunden ist. Neben den Schmerzen stellen dabei für die betroffenen Patienten die Länge der Behandlungsdauer und die Trennung von der  
30 vertrauten Umgebung große Belastungen dar. Ferner verursacht der langwierige Heilungsprozeß durch die erforderliche intensive Betreuung hohe Personal- und Pflegekosten.

Das Verständnis der Vorgänge auf der molekularen Ebene, die für  
35 ein erfolgreiche Einwachsen eines Implantates erforderlich

sind, hat sich in den letzten Jahren bedeutend erweitert. Entscheidend für die Gewebeverträglichkeit eines Implantates sind Strukturkompatibilität und Oberflächenkompatibilität. Die Biokompatibilität im engeren Sinne ist alleine von der  
5 Oberfläche bedingt. Auf allen Ebenen der Integration spielen Proteine eine maßgebliche Rolle. Wie nachfolgend erläutert, entscheiden sie bereits während der Implantationsoperation durch die Ausbildung einer initialen adsorbierten Proteinschicht über den weiteren Verlauf der  
10 Implantateinheilung, da sich auf dieser Schicht später die ersten Zellen ansiedeln.

Bei der molekularen Interaktion zwischen Implantat, das auch als Biomaterial bezeichnet wird, und Gewebe, findet eine  
15 Vielzahl von Reaktionen statt, die streng hierarchisch geordnet zu sein scheinen. Als erste biologische Reaktion findet die Adsorption von Proteinen an der Oberfläche des Biomaterials statt. In der dadurch entstandenen Proteinschicht werden anschließend einzelne Proteinmoleküle beispielsweise entweder  
20 durch Konformationsänderungen zu Signalstoffen umgewandelt, die auf der Oberfläche präsentiert werden, oder durch katalytische (proteolytische) Reaktionen werden als Signalstoffe wirkende Proteinfragmente freigesetzt. Ausgelöst durch die Signalstoffe, findet in der nächsten Phase die zelluläre Besiedlung statt,  
25 die eine Vielzahl von Zellen wie Leukozyten, Makrophagen, Immunozyten, und schließlich auch Gewebezellen (Fibroblasten, Fibrozyten, Osteoblasten, Osteozyten) umfassen kann. In dieser Phase spielen andere Signalstoffe, sogenannte Mediatoren, wie z.B. Cytokine, Chemokine, Morphogene, Gewebshormone und echte  
30 Hormone eine entscheidende Rolle. Im Falle einer Biokompatibilität kommt es schließlich zur Integration des Implantates in den Gesamtorganismus, und idealerweise erhält man ein Permanentimplantat.

35 Im Licht von Arbeiten, die in den letzten Jahren auf

molekularer Ebene der Osteogenese durchgeführt worden sind, haben chemische Signalstoffe, die sogenannten "bone morphogenic Proteins" (BMP-1-BMP-14), die Einfluß auf das Knochenwachstum besitzen, eine zunehmende Bedeutung gewonnen. BMPs

5 (insbesondere BMP-2 und BMP-4, BMP-5, BMP-6, BMP-7) sind osteoinduktive Proteine, die Knochenneubildung und Knochenheilung stimulieren, indem sie die Proliferation und Differenzierung von Vorläuferzellen zu Osteoblasten bewirken. Darüber hinaus fördern sie die Bildung von alkalischer

10 Phosphatase, Hormonrezeptoren, knochenspezifischer Substanzen wie Kollagen Typ 1, Osteocalcin, Osteopontin und schließlich die Mineralisation. Die BMP-Moleküle regulieren dabei die drei Schlüsselreaktionen Chemotaxis, Mitose und Differenzierung der jeweiligen Vorläuferzelle. Darüber hinaus spielen BMPs eine

15 wichtige Rolle in der Embryogenese, Organogenese des Knochens und anderer Gewebe, wobei als Zielzellen Osteoblasten, Chondroblasten, Myoblasten und vaskuläre glatte Muskelzellen (Proliferationshemmung durch BMP-2) bekannt ist.

20 Inzwischen sind 14 BMPs inklusive multipler Isoformen bekannt. Bis auf das BMP-1 gehören die BMPs der "transforming growth factor beta" (TGF- $\beta$ ) Superfamilie an, für die spezifische Rezeptoren auf den Oberflächen der entsprechenden Zellen nachgewiesen wurden. Wie der erfolgreiche Einsatz von

25 rekombinanten humanen BMP-2 und/oder BMP-7 in Versuchen zu Defektheilungsprozessen an Ratten, Hunden, Kaninchen und Affen gezeigt hat, scheint keine Spezifität vorzuliegen. Bisherige Versuche, die knochenbildungsauslösenden Eigenschaften der BMPs gezielt für Implantationszwecke

30 auszunutzen, indem das BMP-2 und/oder BMP-7 nicht-kovalent auf metallische oder keramische Biomaterialien aufgebracht wurden, sind jedoch weitestgehend erfolglos verlaufen.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin,

35 verbesserte Biomaterialien zur Verwendung als Implantate

bereitzustellen, die sich durch eine erhöhte Beladungsdichte mit Mediatormolekülen, insbesondere BMPs, und eine verlängerte Langzeitabgabe in das die Implantate umgebende Gewebe auszeichnen.

5

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe dadurch gelöst, dass ein Verfahren zur Herstellung bioaktiver Implantatoberflächen von metallischen oder keramischen Materialien bereitgestellt wird, bei dem in einem ersten Schritt Anker-moleküle mit hydrophoben  
10 Resten an der Oberfläche des Implantatmaterials kovalent gebunden werden und in einem zweiten Schritt Mediatormoleküle auf das so behandelte Implantatmaterial gegeben werden, die infolge nicht-kovalenter Wechselwirkungen zwischen den Mediatormolekülen und den hydrophoben Resten der Anker-moleküle  
15 immobilisiert werden, wobei im ersten Schritt die Beladungsdichte der Anker-moleküle auf der Implantatoberfläche in Abhängigkeit von der Kettenlänge des hydrophoben Restes des Anker-moleküls so gewählt wird, daß die Anker-moleküle selbst miteinander nicht in Wechselwirkung treten und in Abhängigkeit  
20 von der überdeckten Fläche auf dem Implantatmaterial, die von einem einzelnen im zweiten Schritt absorbierten Mediatormolekül bedeckt wird, mindestens 10, bevorzugt 15 Kontaktstellen zwischen den hydrophoben Resten der Anker-moleküle zur hydrophoben Wechselwirkung mit dem Mediatormolekül gebildet  
25 werden.

Unter der nicht gewünschten Wechselwirkung zwischen den Anker-molekülen ist in erster Linie eine sterische Wechselwirkung zu verstehen, die hier nicht gewünscht ist,  
30 damit die Anker-moleküle sterisch voneinander ungehindert mit den Mediatormolekülen in Wechselwirkung treten können.

Unter Kontaktstelle ist erfindungsgemäß der Ort der größten hydrophoben Wechselwirkung zwischen einem Rest der  
35 Anker-moleküle und dem Mediatormolekül zu verstehen. Dabei

können an einem Rest durch Verzweigung des Restes mehrere Kontaktstellen vorhanden sein. So kann eine endständig mit einer Methylgruppe substituierte Kohlenstoffkette zumindest zwei Kontaktstellen besitzen. Die Erfinder haben erkannt, daß es bei der Immobilisierung der Mediatormoleküle durch hydrophobe Wechselwirkung entscheidend auf die Anzahl der Kontaktstellen zur hydrophoben Wechselwirkung zwischen den Resten und dem Mediatormolekül ankommt. Dabei sind möglichst nah benachbarte Kontaktstellen von Vorteil, so daß stärker verzweigte Reste bevorzugt sind, da hierbei mehrere benachbarte Kontaktstellen zur Verfügung stehen. Beispielsweise ist eine endständige Trimethylgruppe an einem hydrophoben Rest gegenüber einer geradkettigen unverzweigten Kette mit gleicher Gesamtzahl an Kohlenstoffatomen bevorzugt.

Bei dem erfindungsgemäßen Immobilisierungsverfahren wird insbesondere ein Substitutionsgrad des Ankermoleküls, damit indirekt (d.h. Oberflächenkonzentration des immobilisierten Proteins), erreicht, der eine multivalente Wechselwirkung zwischen Oberfläche und Zelle erlaubt und ermöglicht, die Knochen- oder Gewebsbildung wirksam zu steuern.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren werden bevorzugt in einem ersten Schritt Alkyl-, Alkenyl- oder Alkinyll- oder Arylrüste mit 1 bis 30, bevorzugt 3 bis 20, besonders bevorzugt 3 bis 8 Kohlenstoffatome, die auch durch Silizium in der Alkylkette und/oder Heteroatome wie N, O oder S in der Alkylkette und/oder im Arylring ersetzt sein können, bevorzugt in einer verzweigten Kette, die auch gegebenenfalls mit einem oder mehreren Substituenten von Halogen, Alkoxy-, Hydroxyl-, Thiol-, Amino-, Alkyl- oder Dialkylamino-Gruppen, wobei die Alkylgruppen des Substituenten bevorzugt 1 - 6 Kohlenstoffatome aufweisen und geradkettig oder verzweigt sein können, substituiert sein können, vorzugsweise aber unsubstituiert und besonders bevorzugt verzweigt sind, an die Oberfläche des

Implantatmaterials kovalent gebunden. Diese Bindung der Reste kann jeweils über eine Kopplung über eine Silylgruppe, eine Bromcyan-Gruppe oder eine Aminogruppe, beispielsweise eines Aminoalkans, erfolgen.

5

In einem zweiten Schritt können Mediatormoleküle wie Knochenwachstumsfaktoren mittels nicht-kovalenter Bindung, vermutlich aufgrund hydrophober Wechselwirkungen auf dem Implantatmaterial immobilisiert werden. Dadurch wird  
10 ermöglicht, eine chemotaktisch wirkende und/oder biologisch aktive, eine sogenannte juxtakrine, Implantatoberfläche auszubilden, die zur Ansiedlung, Proliferation und Ausdifferenzierung von Knochenzellen führt. So lassen sich sogenannte aktive Implantate bereitstellen, die bei von der  
15 Oberfläche freigesetzten Molekülen auch auf eine Entfernung von 500 bis 1000 nm eine chemotaktische Wirkung auf Zellen, im Falle von BMPs auf Osteoblasten, zeigen.

Die Bestimmung der Beladungsdichte der Implantatoberfläche mit  
20 Ankermolekülen, die in der Regel nur einen hydrophoben Rest mit, je nach Verzweigungsgrad, mindestens einer Kontaktstelle besitzen, erfolgt in der Regel ausgehend von der Größenabschätzung des gewöhnlich als Ellipsoid vorliegenden Mediatormoleküls. Danach wird nach Kenntnis der auf die  
25 Implantatoberfläche projizierten Fläche des Mediatormoleküls die Anzahl der erforderlichen Kontaktstellen mit mindestens 10 bestimmt und in Abhängigkeit davon die Kettenlänge und der Verzweigungsgrad der Ankermoleküle festgelegt. Daraus errechnet sich dann die Beladungsdichte.

30

Anfängliche Untersuchungen der Erfinder ergaben, daß nach Modifikation von Titanoberflächen mit Aminopropylsilan (APS) die Anzahl der immobilisierten Aminogruppen mit dem Bolton-Hunter Reagens bestimmt Werte im Bereich von 1.0-2.5 nmol/cm<sup>2</sup>  
35 ergaben. Unter Berücksichtigung der Loschmidt'schen Zahl

ergeben sich bei 1 nmol/cm<sup>2</sup> ca. 60 Moleküle/10 nm<sup>2</sup>. Aus diesem Wert kann man einen mittleren Abstand der APS-Moleküle von einander von ca. 0.4-0.5 nm errechnen, was als vernünftiger Wert erscheint.

5

Im Falle der Kopplung des Proteins Ubiquitin (m = 8.5 kDa) erhielten die Erfinder Maximalwerte von 1-2 µg/cm<sup>2</sup>. Bei Rechnung mit 1 µg/cm<sup>2</sup> erhält man 3.85 x 10<sup>-11</sup> Mole/cm<sup>2</sup>. Die Umrechnung auf Moleküle ergibt dann 2.3 Moleküle Ubiquitin pro 10 nm<sup>2</sup>, somit einen mittleren Abstand der Moleküle unter der Annahme einer punktförmigen Größe von 6-7 nm, was bei einer geschätzten tatsächlichen Größe von 3-4 nm Durchmesser für das Ubiquitin-Molekül eine recht hohe Packungsdichte in Form vermutlich einer Monoschicht auf der Oberfläche bedeutet. Da man bei der Adsorption von Ubiquitin ähnlich hohe Werte (wie bei der Kopplung von BMP-2) im Bereich von 1-3 µg/cm<sup>2</sup> (= 2-6 Mole Ubiquitin/10 nm<sup>2</sup>) erhält, konnten die Erfinder berechnen, daß im Schnitt einem Molekül Ubiquitin 10-30 APS Moleküle APS (60/6 und 60/2) für eine Wechselwirkungsreaktion zur Verfügung stehen. Somit konnten die Erfinder abschätzen, daß ein Molekül Ubiquitin eine Fläche bedeckt (sog. "Footprint"), das in etwa diese Anzahl von APS-Molekülen enthält, d.h. es können maximal 10-30 APS-Moleküle theoretisch mit einem Molekül Ubiquitin reagieren, wobei von einer statistischen Reaktion auszugehen ist.

25

Unter der Annahme einer hydrophoben Adsorption werden nach Feststellung der Erfinder nicht alle (d.h. 30) Propylreste mit dem Ubiquitin reagieren können, da es nicht so viele "hydrophobic patches" für eine geometrisch definierte Bindung auf einer Seite des Moleküls besitzt. Nach Schätzung der Erfinder werden daher maximal 4-10 Alkylreste am Ubiquitin eine spezifische Bindungsstelle finden können und tatsächlich zur Adsorption von Ubiquitin führen.

35



Reduziert man nun den Substitutionsgrad d.h. die Anzahl der Alkylreste/10 nm<sup>2</sup>, wird der Abstand so groß, daß nicht mehr genügend Reste mit dem Ubiquitin reagieren können, und es findet keine Adsorption mehr statt. Andererseits, wenn man die Alkylkettenlänge erhöht, wird die Bindungsenergie einer Alkylkette mit dem Protein erhöht, und man benötigt nur noch weniger Alkylreste, um ein Molekül Ubiquitin zu binden.

Bei Verwendung von BMP-2 (m = 26 kDa) mit einer Größe von ca. 4 x 4 x 8 nm besitzen (Bindung auf Längsseite) haben die Erfinder zunächst eine maximale Belegung von etwa 0.5 - 1 Molekül pro 10nm<sup>2</sup> angenommen. Das bedeutet, daß das BMP-2 auf Grund eines etwa doppelt so großen "footprints" nur etwa die halbe Anzahl der Moleküle absorbiert werden, dafür auch etwa doppelt so viele immobilisierte Alkylreste (20-50) bedecken kann, von denen auch wiederum nach Berechnung der Erfinder vermutlich nur maximal 8-20 für Wechselwirkungen mit dem BMP-2 sterisch zur Verfügung stehen.

Von Versuchen der Erfinder mit Hexylagarosen, die nur etwa 7-8 Alkylreste/10 nm<sup>2</sup> besitzen, ist diesen bekannt, daß eine Adsorption von BMP-2 bei dieser geringen Anzahl von Wechselwirkungspartnern nicht möglich ist. Daher haben Versuche der Erfinder ergeben, daß nur in einem höheren Bereich von ca. 10-60 Alkylresten/10 nm<sup>2</sup> bei einem berechneten Abstand der Reste von 0.5-3 nm eine zufriedenstellende Adsorption von BMP-2 möglich ist. Eine Adsorption mit einer Halbwertszeit der Freisetzung von 90-100 Tagen ist nach Erkenntnis der Erfinder nur möglich, wenn eine Anzahl von mindestens 8-15 Alkylreste pro BMP-2-Molekül zur Reaktion an spezifischen Stellen zur Verfügung stehen kann. Diese Wechselwirkung wird allerdings nach Berechnung der Erfinder bei einem Substitutionsgrad von unter 10 Alkylresten/10 nm<sup>2</sup> statistisch wohl nur schlecht sein, so daß höhere Substitutionsgrade erfolgversprechender sind.

Seitens der Erfinder wurde festgestellt, daß eine Abhängigkeit der Kettenlänge der eingesetzten Alkylreste und des Abstandes der Alkylreste voneinander zur bestmöglichen Absorption von Mediatormolekülen besteht. Auf der einen Seite darf die Länge  
5 der Ketten nicht so groß sein, daß die Reste auf der Implantatoberfläche zusammengeknäuelte sind, auf der anderen Seite muß der Abstand der Reste zueinander so groß sein, daß diese nicht miteinander in Wechselwirkung treten. Je nach Größe des absorbierten Mediatormoleküles ergeben sich somit für den  
10 Einzelfall bestmögliche Werte für die Belegung der Oberfläche des Implantates hinsichtlich der Kettenlänge, des Verzweigungsgrades der Kette als auch des Abstandes der Reste. Für die Absorption des BMP-2 haben die Erfinder eine Belegung von 10 bis 60 Resten pro 10 nm<sup>2</sup>, bevorzugt 10 bis 30 Resten pro  
15 10 nm<sup>2</sup> bei einer Kettenlänge zwischen 1 bis 30, bevorzugt 1 bis 20, besonders bevorzugt 1 bis 8 Kohlenstoffatomen, bevorzugt in einer Kette, die auch gegebenenfalls mit einem oder mehreren Substituenten von Halogen, Alkoxy-, Hydroxyl-, Thiol-, Amino-, Alkyl- oder Dialkylamino-Gruppen substituiert sein können,  
20 festgestellt.

In einer bevorzugten Variante wird zur Erhöhung der Wechselwirkung zwischen den Resten auf der Oberfläche des Implantates und den Mediatormolekülen zunächst die Oberfläche  
25 des Implantates durch Aufbringen einer hydrophilen Beschichtung hydrophilisiert, in einem weiteren Schritt werden dann die hydrophoben Reste auf der so modifizierten Oberfläche immobilisiert und dann die Mediatormoleküle zur nicht-kovalenten hydrophoben Wechselwirkung mit den Resten auf die  
30 Oberfläche gegeben, wobei für BMP-2 bevorzugt die oben angegebenen Verhältnisse von Kettenlänge und Belegungsgrad verwendet werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Immobilisierung der  
35 Mediatormoleküle zeichnet sich dadurch aus, dass das

eingesetzte Implantatmaterial aus metallischen Materialien wie Reintitan oder metallischen Titanlegierungen wie Chrom/Nickel/Aluminium/Vanadium/Kobalt-Legierungen (z.B. TiAlV4, TiAlFe<sub>2,5</sub>), Edelstähle (z.B. V2A, V4A, Chrom-Nickel 316L) oder keramischen Materialien wie Hydroxylapatit, Aluminiumoxid oder aus einer Kombination, bei der z.B. metallisches mit keramischem Material beschichtet ist, besteht. Es sind auch Kunststoffpolymermaterialien zur Verwendung als Implantatmaterial geeignet.

10

Es ist auch Gegenstand der Erfindung, durch Beschichtung einer koronaren Gefäßstütze (sogenannter Koronarer Stent, Länge ca. 10 mm) mit Hilfe eines Biomoleküls oder eines Mediators, z.B. BMP-2, die Spätkomplikation Restenose, die durch eine Proliferation von glatten Gefäßmuskelzellen hervorgerufen wird, therapeutisch zu verhindern oder zu mildern, um damit die Einheilung und Verträglichkeit zu fördern.

Erfindungsgemäß können die Mediatormoleküle Biomoleküle sein, die vorteilhaft für die Biokompatibilität des Implantates sind, indem sie einer möglichen Abstoßung des Implantates entgegenwirken und/oder das Einwachsen des Implantates fördern.

Als Mediatormoleküle können im vorliegenden Verfahren bevorzugt das Knochenwachstum fördernde Proteine aus der Klasse der Knochenwachstumsfaktoren 'Bone Morphogenic Proteins' oder auch Ubiquitin verwendet werden. Vorteilhaft kann zur Immobilisierung ein Protein dieser Klasse allein, in Kombination mit weiteren Mitgliedern dieser Klasse oder auch zusammen mit Biomolekülen wie Proteinen anderer Klassen oder niedermolekularen Hormonen oder auch Antibiotika zur Verbesserung der Immunabwehr eingesetzt werden. Dabei können diese Moleküle auch über im biologischen Milieu spaltbare Bindungen auf der Oberfläche immobilisiert werden.

35

Erfindungsgemäß wird die Oberfläche des Implantatmaterials bevorzugt chemisch aktiviert, wobei die Aktivierung über ein Silanderivat wie beispielsweise  $\gamma$ -Aminopropyltriethoxysilan oder ein Trimethylmethoxy- bzw. Trimethylchlorsilanderivat oder  
5 3-Glycidoxypropyltrimethoxysilan erfolgt und die Reaktion sowohl in einem wäßrigen als auch in einem organischen Lösungsmittel durchgeführt wird. An die so aktivierte Oberfläche kann in einem zweiten Schritt Mediatormoleküle mittels nicht-kovalenter Bindung auf dem Implantatmaterial  
10 immobilisiert werden.

Das Verfahren ist dadurch gekennzeichnet, daß man für die hydrophobe Interaktion als stationäre unlösliche Phase einen Träger verwendet, auf der an daran befindlichen gitterförmig  
15 angeordneten apolaren Gruppen eine monomolekulare, entropisch geordnete Wasserstruktur entsteht. Eine gleichartige geordnete monomolekulare Wasserschicht ist auf den hydrophoben Arealen des Proteins (BMP) vorhanden. Treten die beiden Moleküle (z.B. Alkylreste und BMP-2) mit ihren monomolekularen Wasserschichten  
20 miteinander in Kontakt, werden die Wasserschichten zerstört, indem aus der geordneten Wasserstruktur ein ungeordnetes System aus einzelnen Wassermolekülen wird. Die freie Energie der Wechselwirkung entsteht somit durch eine Zunahme der Entropie der Wassermoleküle. Bei höherer Temperatur werden  
25 diese hydrophoben Wechselwirkungen stärker (größere freie Energie).

Das BMP muß zur hydrophoben Interaktion mit einem geeigneten hydrophoben Träger gebracht werden. Ein solcher Träger besteht  
30 beispielsweise aus einer unlöslichen Phase und daran befindlichen hydrophilen und hydrophoben chemischen Strukturen. Insbesondere eignen sich als Träger alle festen Phasen mit hydrophilen Oberflächen, die zusätzliche hydrophobe/apolare Gruppen tragen.

Spezielle Beispiele für solche Träger organischer und anorganischer Art sind Zellulosen, Agarosen oder entsprechende mit Kohlenhydraten oder Polyhydroxykohlenstoffketten d. h. hydrophil beschichtete Polymerpartikel sowie, Silika-, Zeolit-  
5 oder Aluminiumhydroxidpartikel.

Neuartige Träger sind hydrophile Metalloberflächen, die beispielsweise in einem späteren Verfahren entsprechend mit Alkyl- oder Arylgruppen gitterförmig belegt/substituiert  
10 werden. Auf solchen festen Phasen liegen geeignete Substitutionsgrade mit hydrophoben Gruppen in einem Bereich von 0.01 bis 3.0 nmol/cm<sup>2</sup>, bevorzugt in einem Bereich von 0,01 bis 2,0 nmol/cm<sup>2</sup>, wobei die oben angegebenen Verhältnisse insbesondere bei Verwendung von BMP-2 eingehalten werden  
15 sollen.

Als hydrophile feste Phase eignen sich zur Substitution mit hydrophoben Gruppen vorzüglich in verdünnter Säure gereinigte Metalloberflächen oder mit Chromschwefelsäure veredelte  
20 Metalloberflächen mit Kontaktwinkeln zwischen 0-90°, vorzugsweise 0-20°. Insbesondere eignen sich als hydrophob interagierende mit verdünnter Säure gereinigte Metalloberflächen wie Titan, Stahl, Stahllegierungen wie Cr-Mo-Stahl oder mit Chromschwefelsäure veredelte Stahl- oder  
25 Titanoberflächen, die mit Methyl-, Ethyl-, Propyl-, Butyl-, Pentyl-, Hexyl-, Octyl-, Decyl-, Dodecyl-, oder Hexadecylgruppen substituiert wurde (Kettenlänge 1-30, bevorzugt 1-20, besonders bevorzugt 1 bis 8 Kohlenstoffatome, bevorzugt in einer Kette, die auch durch ein oder mehrere  
30 Substituenten wie Methyl-, Ethyl-, Methoxy-, Ethoxy-Gruppen oder Halogenatome wie Chlor, Fluor substituiert sein kann). Die hydrophobe Alkylwechselwirkung kann verstärkt werden durch Kombination mit einem Schwefelatom beispielsweise in Form einer Thioetherbindung oder als Thiol wie (Mercaptopropylreste).

Besondere Formen hydrophober Wechselwirkung können auch mit immobilisierten aromatischen Resten (Phenyl- oder Tolyreste, 6-7 C-Atome) insbesondere in Kombination mit Schwefelatomen (Phenylthiosilan, oder Thienylreste, 4-6 C-Atome) erzielt werden.

Die hydrophobe Interaktion an den Kontaktstellen erfolgt bei Temperaturen von 0° -100° C vorzugsweise bei 5-50° C bei einem pH-Wert von 3.0-11.0, vorzugsweise bei pH 6-10. Vorzugsweise geeignete Substitutionsgrade mit den Resten liegen bei 0.1-2,5 nmol/cm<sup>2</sup>, was einem Gitterabstand der auf der Oberfläche kovalent gekoppelten Alkyl- oder Arylgruppen von 0.2-5 nm entspricht, bevorzugt 0.3-1 nm.

Bei einem Molekül von 5-6 nm Durchmesser, beispielsweise des BMP-2, könnte bei hohen Substitutionsgraden und somit kleinen Gitterabständen (0,2-1 nm) mehrere solcher Reste mit dem Molekül reagieren und es fest binden. Die Bindungsstärke (Affinität) der Oberfläche ist somit der Kettenlänge des Alkylrestes und dem Substitutionsgrad proportional und nimmt mit diesen Parametern stark zu. Eine vorzugsweise Bindung des BMP-2 erfolgt ab einer Kettenlänge von C-1, bevorzugt C-3 (Propyl) bei einem Substitutionsgrad von 0.01-2,5 nmol/cm<sup>2</sup>, bevorzugt von 0.2-1 nmol/cm<sup>2</sup>. Bei kürzeren Alkylketten sind höhere und bei längeren Ketten niedrigere Substitutionsgrade als Mindestgrößen bevorzugt.

Für die Synthese von alkyl- oder arylbeladenen Metalloberflächen eignen sich Alkyltrichlorsilane (Methyltrichlorosilan, Ethyltrichlorosilan, Propyltrichlorosilan, etc.), Dialkyldichlorsilane (Dimethyldichlorosilan, Diethyldichlorsilan, Dipropyldichlorsilan etc. ), Trialkylchlorosilane (Trimethylchlorosilan, Ethyldimethylchlorosilan, Propyl. etc.), Alkyltrimethoxysilane Methyltrimethoxysilan, Ethyl-, Propyl-

etc.), Alkyltriethoxysilane (Methyltriethoxysilan, Ethyl-, Propyl- etc.), Phenyltrichlorosilan, Phenyldimethylchlorosilan, Phenylthiotrimethylsilan, p-Tolyltrichlorosilan.

- 5 Weitergehende Untersuchungen der Erfinder haben gezeigt, dass die Verankerung der Alkyl- oder Arylreste auf der Oberfläche des Implantatmaterials qualitativ und quantitativ verbessert werden kann, indem man auf der Implantatoberfläche eine hydrophile Beschichtung,  
10 beispielsweise Agarose, Polyacrylat, oder vorzugsweise durch Erhöhung der Anzahl der auf der Oberfläche verfügbaren Metalloxid-Einheiten vorsieht.

- Seitens der Erfinder wurde gefunden, dass die Anzahl der  
15 Oxidgruppen überraschenderweise dadurch erhöht werden kann, dass die Oberfläche des Metalls mit heißer, vorzugsweise bodensatzfreier, Chromschwefelsäure behandelt wird. Im Gegensatz zu der Erwartung, dass sich das Metall unter diesen Bedingungen auflöst, wird bei Verwendung dieser  
20 Säure eine neuartige im wesentlichen gleichmäßige 5-50 nm dicke hydrophile Oxidschicht auf der Oberfläche des Metalls erzeugt. Das Verfahren ist so schonend, daß selbst koronare Gefäßstützen, sogenannte Stents (die z.B. aus Edelstahl oder Titan gefertigt sein können) ohne Zerstörung des  
25 dünnen empfindlichen Gitterwerkes (50-150 µm Durchmesser) beschichtet werden können. Bei Großimplantaten kann die hydrophile Oxidschicht unter definierten Bedingungen eine Dicke von 10 µm bis zu 100 µm erreichen und relativ "glatt" ohne Vertiefungen oder Löcher aufgebaut werden. Als Metall  
30 für das Implantat kann dabei Reintitan oder Titanlegierungen (z.B. TiAlV4, TiAlFe2,5), Aluminium oder rostfreier Stahl (z.B. V2A, V4A, Chrom-Nickel 316L, Cr-Mo-Stahl) eingesetzt werden. Eine handelsübliche Chromschwefelsäure mit 92 Gew.-% H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, 1,3 Gew.-% CrO<sub>3</sub> und  
35 einer Dichte von 1,8 g/cm<sup>3</sup> beispielsweise von der Firma

Merck erhältlich, wird bevorzugt zur Erzielung einer dünnen glatten Schicht aus Metalloxid verwendet. Dazu wird das Metallsubstrat in die Chromschwefelsäure eingelegt und über einen Zeitraum von 1 bis zu 3 Stunden bei 100 bis 250°C  
5 behandelt, vorzugsweise 30 bis 60 Minuten bei 240°C danach sorgfältig mit Wasser abgespült, danach in Wasser oder einer Lösung von 1-4 % EDTA (Ethylendiamintetraacetat) pH 7,0, vorzugsweise 2% EDTA pH 7,0 30 min gekocht, um auf der Oberfläche verbliebene Schwermetallionen, z.B. Chromionen  
10 zu entfernen, und dann getrocknet.

Wenn eine dickere Metalloxidschicht an der Metalloberfläche und/oder bevorzugt eine Oxidschicht mit kleinen Mikro- und Nanoporen versehen werden soll, wird die oben beschriebene  
15 Chromschwefelsäure mit Wasser auf eine Dichte von 1,5 bis 1,6 g/cm<sup>3</sup> verdünnt. Bei einer dann folgenden wie oben beschriebenen Behandlung der Metallimplantatoberfläche mit der so verdünnten Säure wird eine "rauhe"  
Oberflächenschicht mit Vertiefungen und Poren ausgebildet,  
20 so dass die zur Beladung mit Mediatormolekülen zur Verfügung stehende Oberfläche vergrößert wird. Durch Einstellung unterschiedlicher Dichten an Chromschwefelsäure und unterschiedliche Behandlungszeiten und -temperaturen ist es daher möglich, eine Vielzahl verschiedener  
25 Oxidschichten unterschiedlicher Eigenschaften auf Metalloberflächen mit hoher Haftfestigkeit aufzubringen. Die Erfindung ist daher auch auf ein solches Verfahren zur Ausbildung einer thermodynamisch einheitlichen Metalloxidschicht (keine Kontaktwinkelhysterese) auf dem  
30 Implantatmaterial mittels heißer Chromschwefelsäure gerichtet.

Die Metalloxidschicht auf dem Implantatmaterial aus den oben genannten Materialien kann dann über Behandlung mit  
35 verdünnter Salpetersäure (ca. 5 Gew.-%) und anschließende



Kopplung eines Silanderivates, aktiviert werden.

Über die Moleküle des Silanderivates können dann die Mediatormoleküle auf der Implantatoberfläche nicht-kovalent  
5 verankert werden.

Als Implantatmaterial kann auch ein keramisches Material wie beispielsweise Hydroxylapatit verwendet werden. Das Hydroxylapatit sollte dabei zunächst durch Behandlung mit  
10 Aminoalkylsilan aktiviert werden und die Ankermoleküle dann verankert werden. Erfindungsgemäß sind unter Ankermoleküle solche Moleküle zu verstehen, die auf der Oberfläche des Implantates verankert werden und mit den Mediatormolekülen nicht-kovalent Wechselwirkungen zeigen, wenn im nächsten  
15 Schritt eine nicht-kovalente Bindung der Mediatormoleküle wie BMP an die Oberfläche erfolgt.

Falls unter den Kopplungsbedingungen die eingesetzten Mediatoren im Medium schwerlöslich sind, kann die  
20 Löslichkeit durch Zugabe von Tensiden/Detergentien erhöht und die Reaktion durchgeführt werden. So können bei pH-Werten  $> 6$  schwerlösliche Knochenwachstumsfaktoren und andere Mediatoren durch ionische oder nichtionische Detergentien im Konzentrationsbereich 0.05-10%,  
25 vorzugsweise 1 -5 Gew.%, insbesondere bei 0.066% SDS bei pH-Werten  $> 6$ , insbesondere bei pH 8-10 für nicht-kovalente Bindungsverfahren im alkalischen pH-Bereich ohne Verlust der biologischen Aktivität in Lösung gehalten werden.

30 Der Einfluß der nach dem erfindungsgemäßen Verfahren modifizierten Materialien auf Knochenzellen wurde im Tierversuch untersucht, wobei die modifizierten Materialien zu diesem Zweck in Plättchen- oder Hantelform hergestellt wurden. Dabei wurde beobachtet, dass es 4 Wochen nach dem  
35 Einbringen in die Tiere zu einer beschleunigten

Knochenbildung mit Kontakt zur Implantatoberfläche durch BMP-2 auf den Materialien kam.

Anhand der folgenden Beispiele wird die vorliegende  
5 Erfindung weiter veranschaulicht.

Modifikation von Metallen (Titan, 316 L rostfreier Stahl):

Es können entweder mechanisch polierte/elektropolierte, anodisch oxidierte Titanplättchen oder mit poröser  
10 Titanlegierung plasmagespritzte Titanlegierungsplättchen mit oder ohne Chromschwefelsäureveredelung eingesetzt werden. Gleichermaßen können rostfreie mechanisch polierte/elektropolierte Stähle mit oder ohne Chromschwefelsäureveredelung eingesetzt werden.

15

Reinigungsverfahren

Vor jedem Einsatz werden die Metalle gereinigt durch Erhitzen auf 80 °C in 5% HNO<sub>3</sub> für 2 Stunden. Nach erneutem Waschen in Wasser wurden die Plättchen durch Waschen in 30  
20 ml trockenem Methanol getrocknet. Danach wurden sie entweder direkt weiter verwendet oder mit Chromschwefelsäure veredelt.

Chromschwefelsäureveredelung

Bei der Chromschwefelsäureveredelung wurden die  
25 Titanplättchen bei 190-240 °C für 30-90 min und die Stahlplättchen bei 190-230 °C für 30-90 min in Chromschwefelsäure (92% H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, 1.35 CrO<sub>3</sub>) inkubiert. Danach wurden die Metallproben mit Wasser ausgiebig gewaschen und  
30 dann in 2% EDTA pH 7.0 und anschließend in Wasser für jeweils 30 Minuten gekocht. Nach erneutem Waschen in Wasser wurden die Plättchen durch Waschen in 30 ml trockenem Methanol getrocknet.

35 Beladung von Oberflächen mit Aminopropyltriethoxysilan:

Die gereinigten Träger (5-10 Titanplättchen) wurden mit oder ohne Chromschwefelsäureveredelung in einem Teflonhalter mit 47.5 ml Toluol und 2.5 ml Aminopropylthriethoxysilan unter Inertgas versetzt und  
5 verschlossen. Sodann wurde der Ansatz unter Rückfluß und unter langsamem Rühren 3-3.5 Stunden gekocht. Die Plättchen wurden dann 3 mal mit 10 ml Trichlormethan, Aceton und Methanol gewaschen und dann luftgetrocknet. Bei der angegebenen Aminopropyltriethoxysilankonzentration konnten  
10 mit Hilfe der Bolton-Hunter-Methode eine Oberflächenkonzentration an Aminogruppen von 1.5 bis 2.5 nmol/cm<sup>2</sup> bestimmt werden.

Beladung von Oberflächen mit Trialkylmonochlorsilanen:

15 Die gereinigten Träger (Metallplättchen) wurden mit oder ohne Chromschwefelsäureveredelung mit einer 5%igen Trialkylsilanlösung (v/V) in trockenem Toluol versetzt, die zusätzlich 5% Pyridin (v/v) enthält. Nach einer Reaktionsdauer von 1-3 Std. wird mit Ethanol, 0.01M  
20 Salzsäure und dest. Wasser gewaschen. Bei Bedarf können die Träger bei 60 - 110 °C im Vakuum getrocknet werden.

Beladung von Oberflächen mit Alkyltrimethoxysilanen:

Die gereinigten Träger (Metallplättchen) wurden mit oder  
25 ohne Chromschwefelsäureveredelung mit einer 5%-igen Lösung Alkyltrimethoxysilanlösung (v/V) in trockenem Trichloroethylen versetzt. Nach einer Reaktionsdauer von 12 Std. bei Raumtemperatur wird mit Trichlorethylen, Aceton und Ethanol gewaschen. Im Falle von  
30 Mercaptopropyltrimethoxysilan muß UV-Licht ausgeschlossen werden. Bei Bedarf können die Träger (ohne SH-Gruppen) bei 100-110° im Vakuum getrocknet werden.

Beladung von Oberflächen mit Dichlordialkyl- und Trichloralkylsilanen:

Die gereinigten Träger (Metallplättchen) wurden mit oder  
5 ohne Chromschwefelsäureveredelung wurden mit einer 5-  
10%igen Dichlordialkyl- oder Trichloralkylsilanlösung (v/V)  
in trockenem Toluol versetzt. Nach einer Reaktionsdauer von  
1-3 Std. wird mit Ethanol und dest. Wasser gewaschen. Bei  
Bedarf können die Träger bei 60-110 °C im Vakuum getrocknet  
10 werden.

Bindung von rhBMP-2 an ein Propylamin-Titanbindungsgitter:

Die Propylamin-beschichteten Titanplättchen wurden mit 125  
mM NaBorat Puffer, 0.066% Natriumdodecylsulfat, pH 10.0  
15 gewaschen und äquilibriert. Sie wurden dann mit einer  
rhBMP-2 Lösung (rekombinantes humanes BMP-2) (0.2-0.3 mg/ml  
in 125 mM NaBorat Puffer, 0.066% Natriumdodecylsulfat, pH  
10.0) versetzt und 12-14 Stunden bei Raumtemperatur unter  
Schütteln inkubiert. Danach wurden sie 4 x mit Boratpuffer  
20 gewaschen und anschließend mit Wasser.

Bindung rhBMP-2 an elektropoliertes Titan: 10-30ng/cm<sup>2</sup>

Bindung rhBMP-2 an chromschwefelsäureveredeltes Titan: 2-  
10ng/cm<sup>2</sup>

Bindung rhBMP-2 an chromschwefelsäureveredeltes Propylamin-  
25 Titanbindungsgitter: 100-270ng/cm<sup>2</sup>

Ähnlich hohe Werte lassen sich bei einem reinen Propyl-  
Titanbindungsgitter auch für chromschwefelsäureveredeltes  
Titan erzielen. Dabei ist zu beobachten, dass das hydrophob  
30 adsorbierte BMP-2 sich allerdings nicht durch ausgedehntes  
Waschen mit Pufferlösungen oder Wasser abwaschen läßt.

Wie oben angegeben, konnte erstaunlicherweise die nicht-  
kovalent gebundene Beladung mit BMP-2 auch nicht durch  
35 Verwendung eines Tensids wie mit einer 1% SDS-Lösung entfernt

werden, was auf äußerst starke Adsorptionskräfte schließen läßt. Diese hydrophoben Wechselwirkungen können durch Charge-Transfer-Komplexe, H-Brückenbildung und Ladungsschwächung verstärkt werden, während eine Substitution der Kette mit

5 Hydroxyl- oder Thiol-Gruppen sowie eine Ladungsverstärkung durch z.B. Ammoniumreste zur Schwächung der hydrophoben Wechselwirkungen führt.

Dabei stellten die Erfinder bei ihren Versuchen fest, daß eine

10 kontrollierte Abgabe von BMP-2 durch eine an dem Alkylrest vorhandene positive Ladung entscheidend beeinflußt werden kann. Dabei spielt der pK-Wert der alkalischen Gruppe  $-NH_2$  eine wichtige Rolle, der bei pK 8-12 liegen kann und durch eine Substitution des Stickstoffes, beispielsweise zum quarternären

15 Ammoniumion, stark beeinflußt werden kann, so daß eine vom pH abhängige ladungsbeeinflusste Adsorption und spätere Freisetzung des BMP-2 an der Oberfläche erfolgen.

Auch bei einem pH-Wert von 7,0, im physiologischen Bereich, ist

20 die nicht kovalente Bindung zwischen den auf dem Metall immobilisierten hydrophoben Liganden und dem BMP-2 außerordentlich stabil, so daß pro Tag maximal 0,1-1% des adsorbierten BMP's freigesetzt wird. Da im Fall von mit Aminogruppen substituierten Gruppen auf der Implantatoberfläche

25 sowohl die Aminogruppen als auch das BMP bei einem pH-Wert von 7,0 positiv geladen sind, ist dabei eine elektrostatische Adsorption praktisch ausgeschlossen.

Die oben beschriebenen Versuche wurden unter entsprechend

30 angepassten Bedingungen mit den übrigen in der beigefügten Tabelle Verbindungen durchgeführt. Dabei handelt sich um Mittelwerte von jeweils 4 Experimenten mit Standardabweichung. Die Plättchen ( $5 \times 10 \times 1 \text{ mm}$  ;  $= 1 \text{ cm}^2$ ) wurden nach Vorreinigung mit  $HNO_3$  oder nach Vorbehandlung

35 mit Chromschwefelsäure einzeln 4x in 125 mM Borat, 0.066%

SDS, pH 10, 15 min gewaschen. Die Adsorptionsbedingungen waren wie folgt:  $^{125}\text{I}$ -BMP-2-Lösung:  $C_{\text{bmp}} = 0.1\text{mg/ml}$  in 125 mM Borat, 0.066% SDS, pH 10; 12-14 Std. bei 5°C.

- 5 Die in der Tabelle verwendeten Abkürzungen haben die folgende Bedeutung:

	Ti-EP	: elektropoliertes Metall
	Ti-CSB	: mit Chromschwefelsäure behandeltes Metall
	$\theta_v$	: Vorrückwinkel (Randwinkelmessung nach Wilhelmy)
10	$\theta_R$	: Rückzugswinkel (Randwinkelmessung nach Wilhelmy)
	$t_{1/2}$	: Halbwertszeit der Freisetzung von $^{125}\text{I}$ -rhBMP-2

Tabelle - Nicht-kovalente Immobilisierung von rhBMP-2 auf alkyl-fluoroalkyl-, phenyl- und fluorophenylmodifizierten Titanoberflächen

	Silanisierungssagens	Titan (elektropoliert) ng/cm <sup>2</sup>	Titan Chromschwefelsäure- behandelt ng/cm <sup>2</sup>	Ti-EP		Ti-CSB		Ti-EP T <sub>1/2</sub> (Tage)
				θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	
1	Ti-Kontrolle 1 (unspezifische Adsorption)	29 ± 4	2 ± 2	40	17	0	0	
				34	12	3	4	
				33	16	0	3	
				48	8	0	0	
				40	12			
2	OC <sub>2</sub> H <sub>5</sub>   H <sub>2</sub> NCH <sub>2</sub> CH <sub>2</sub> CH <sub>2</sub> Si - OCH <sub>2</sub> H <sub>5</sub>   OC <sub>2</sub> H <sub>5</sub> C <sub>9</sub> H <sub>23</sub> NO <sub>3</sub> Si Aminopropyltriethoxysilan (APS)	21 ± 2	105 ± 14	87	19	87	29	67
				86	18	87	31	
3	CH <sub>3</sub>   Cl - Si - Cl   CH <sub>3</sub> C <sub>2</sub> H <sub>6</sub> C <sub>12</sub> Si Dimethyldichlorosilan (DDS)	69 ± 29	228 ± 16	77	58	89	47	100
				87	52	87	48	
4	Cl   CH <sub>3</sub> CH <sub>2</sub> CH <sub>2</sub> - Si - Cl   Cl C <sub>3</sub> H <sub>7</sub> C <sub>13</sub> Si n-Propyltrichlorosilan (PTC)	71 ± 5	121 ± 25	87	53	86	60	
				87	56	87	61	

	Silanisierungsgagens	Titan (elektropoliert) ng/cm <sup>2</sup>	Titan Chromschwefelsäure- behandelt ng/cm <sup>2</sup>	Ti-EP		Ti-CSB		Ti-EP T <sub>1/2</sub> (Tage)
				θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	
5	$\begin{array}{c} \text{OCH}_3 \\   \\ \text{CH}_3\text{CH}_2\text{CH}_2 - \text{Si} - \text{OCH}_3 \\   \\ \text{OCH}_3 \end{array}$ $\begin{array}{c} \text{C}_6\text{H}_{16}\text{O}_3\text{Si} \\ \text{Propyltrimethoxysilan (PTM)} \end{array}$	68 ± 10	121 ± 27	81 85	22 18	88 86	23 25	
6	$\begin{array}{c} \text{CH}_3 \\   \\ \text{CH}_3\text{CH}_2\text{CH}_2 - \text{Si} - \text{Cl} \\   \\ \text{CH}_3 \end{array}$ $\begin{array}{c} \text{C}_5\text{H}_{13}\text{ClSi} \\ \text{Propyldimethylchlorosilan (PDMC)} \end{array}$	43 ± 2	68 ± 10	87 84	33 7	39 38	1 2	
7	$\begin{array}{c} \text{CH}_3 \\   \\ \text{CH}_3\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2 - \text{Si} - \text{Cl} \\   \\ \text{CH}_3 \end{array}$ $\begin{array}{c} \text{C}_6\text{H}_{15}\text{ClSi} \\ \text{n-Butyldimethylchlorosilan (BDMC)} \end{array}$	31 ± 2	64 ± 3	72 70	12 4	74 75	4 5	



	Silanisierungsmittel	Titan (elektropoliert) ng/cm <sup>2</sup>	Titan Chromschwefelsäure- behandelt ng/cm <sup>2</sup>	Ti-EP		Ti-CSB		Ti-EP
				$\theta_V, ^\circ$	$\theta_R, ^\circ$	$\theta_V, ^\circ$	$\theta_R, ^\circ$	
8	$\begin{array}{c} \text{Cl} \\   \\ \text{CH}_3\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2-\text{Si}-\text{Cl} \\   \\ \text{Cl} \end{array}$ $\text{C}_6\text{H}_{13}\text{Cl}_3\text{Si}$ Hexyltrichlorosilan (HTC)	81 ± 8	218 ± 16	87	7	63	6	96
K	Ti-Kontrolle 2 (unspezifische Adsorption)	15 ± 3	5 ± 1					
9	$\begin{array}{c} \text{OC}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{CH}_3-(\text{CH}_2)_6-\text{CH}_2\text{Si}-\text{OCH}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{OC}_2\text{H}_5 \end{array}$ $\text{C}_{14}\text{H}_{32}\text{O}_3\text{Si}$ n-Octyltriethoxysilan (C8)	59 ± 2	119 ± 31	85	38	57	1	
				87	37	52	6	

	Silanisierungsagens	Titan (elektropoliert) ng/cm <sup>2</sup>	Titan Chromschwefelsäure- behandelt ng/cm <sup>2</sup>	Ti-EP		Ti-CSB		Ti-EP T <sub>1/2</sub> (Tage)
				θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	
10	$\begin{array}{c} \text{OC}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{CH}_3-(\text{CH}_2)_{10}-\text{CH}_2\text{Si}-\text{OCH}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{C}_{18}\text{H}_{40}\text{O}_3\text{Si} \\ \text{n-Dodecyltriethoxysilan (C12)} \end{array}$	25 ± 1	76 ± 7	86 87	61 60	72 73	8 9	
11	$\begin{array}{c} \text{OC}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{CH}_3-(\text{CH}_2)_{16}-\text{CH}_2\text{Si}-\text{OCH}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{C}_{24}\text{H}_{52}\text{O}_3\text{Si} \\ \text{n-Octadecyltriethoxysilan (C18)} \end{array}$	14 ± 3	51 ± 11	87 87	60 60	87 86	57 32	
12	$\begin{array}{c} \text{OC}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{CF}_3-(\text{CF}_2)_5-\text{CH}_2-\text{CH}_2-\text{Si}-\text{OCH}_2\text{H}_5 \\   \quad \quad \quad   \\ \text{C}_{14}\text{H}_{19}\text{F}_{13}\text{O}_3\text{Si} \\ \text{(Tridecafluor-1,1,2,2-tetrahydrooctyl)} \\ \text{Triethoxysilan (F-13)} \end{array}$	24 ± 4	62 ± 11	83 86	61 60	86 86	21 21	

	Silanisierungssagens	Titan (elektropoliert) ng/cm <sup>2</sup>	Titan Chromschwefelsäure- behandelt ng/cm <sup>2</sup>	Ti-EP		Ti-CSB		Ti-EP T <sub>1/2</sub> (Tage)
				θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	θ <sub>V</sub> , °	θ <sub>R</sub> , °	
13	$\begin{array}{c} \text{OC}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{CF}_3(\text{CF}_2)_7\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si} - \text{OCH}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{OC}_2\text{H}_5 \end{array}$ <p>C<sub>18</sub>H<sub>19</sub>F<sub>17</sub>O<sub>3</sub>Si (Heptadecafluor-1,1,2,2-tetrahydrodecyl) Triethoxysilan (F17)</p>	24 ± 7	57 ± 16	90	70	87	60	
				90	67	86	59	
14	$\begin{array}{c} \text{OC}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{C}_6\text{H}_5 - \text{Si} - \text{OCH}_2\text{H}_5 \\   \\ \text{OC}_2\text{H}_5 \end{array}$ <p>C<sub>12</sub>H<sub>20</sub>O<sub>3</sub>Si Phenyltriethoxysilan (Phe)</p>	44 ± 12	67 ± 20	54	15	43	12	
				52	12	35	7	
15	$\begin{array}{c} \text{OC}_3 \\   \\ \text{C}_6\text{H}_2\text{F}_5 - \text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si} - \text{OCH}_3 \\   \\ \text{OC}_3 \end{array}$ <p>C<sub>12</sub>H<sub>15</sub>F<sub>5</sub>Si Pentafluorphenylpropyltrimethoxysilan (5FPP)</p>	50 ± 7	105 ± 13	77	17	57	6	
				80	18	45	5	

Patentansprüche

1. Verfahren zur Herstellung bioaktiver Implantatoberflächen von metallischen oder keramischen Materialien, bei dem in einem ersten Schritt Ankermoleküle mit hydrophoben Resten an der Oberfläche des Implantatmaterials kovalent gebunden werden und in einem zweiten Schritt Mediatormoleküle, die infolge nicht-kovalenter Wechselwirkungen zwischen den Mediatormolekülen und den hydrophoben Resten der Ankermoleküle immobilisiert werden, auf das so behandelte Implantatmaterial gegeben werden, wobei im ersten Schritt die Beladungsdichte der Ankermoleküle auf der Implantatoberfläche in Abhängigkeit von der Kettenlänge des hydrophoben Restes des Ankermoleküls so gewählt wird, daß die Ankermoleküle selbst miteinander nicht in Wechselwirkung treten und in Abhängigkeit von der überdeckten Fläche auf dem Implantatmaterial, die von einem einzelnen im zweiten Schritt absorbierten Mediatormolekül bedeckt wird, mindestens 10, bevorzugt 15 Kontaktstellen zwischen den hydrophoben Resten der Ankermoleküle zur hydrophoben Wechselwirkung mit dem einzelnen Mediatormolekül gebildet werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die hydrophoben Resten der Ankermoleküle Reste mit 1 bis 30, bevorzugt 3 bis 20, besonders bevorzugt 3 bis 8 Kohlenstoffatomen, die auch durch Silizium- oder Heteroatome wie N, O oder S in der Kette ersetzt sein können, sind, wobei die hydrophoben Reste auch gegebenenfalls mit einem oder mehreren Substituenten von Halogen, Alkoxy-, Hydroxyl-, Thiol-, Amino-, Alkylamino-, Dialkylamino oder Trialkylamino-Gruppen, wobei die Alkylgruppen des Substituenten bevorzugt 1 - 6 Kohlenstoffatome aufweisen und geradkettig oder verzweigt sein können, substituiert sein können.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem die hydrophoben Reste verzweigte gegebenenfalls wie oben substituierte Kohlenstoffketten mit 1 bis 30, bevorzugt 3 bis 20, besonders bevorzugt 3 bis 8 Kohlenstoffatomen sind.
- 5
4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem das Implantatmaterial aus einem Material, ausgewählt aus der Gruppe der Metalle, der metallischen Legierungen, der keramischen Materialien oder Kombinationen davon, besteht.
- 10
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem als Mediatormoleküle biologisch aktive Substanzen wie Knochenwachstumsfaktoren aus der Klasse der BMP-Proteine, Antibiotika oder Mischungen davon verwendet werden.
- 15
6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem als Knochenwachstumsfaktor BMP-2 oder BMP-7 verwendet wird.
7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die Oberfläche des Implantatmaterials vor der kovalenten Bindung der Ankermoleküle mit einer hydrophilen Beschichtung versehen wird.
- 20
8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem die hydrophile Beschichtung eine hydrophilen Oxidschicht ist.
- 25
9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, bei dem die Oberfläche des Implantatmaterials, ausgewählt aus Titan, Titanlegierungen, Aluminium oder rostfreiem Stahl, vor der kovalenten Bindung der Ankermoleküle durch Behandlung mit Chromschwefelsäure über einen Zeitraum von 0,5 bis zu 3 Stunden bei 100 bis 250°C mit einer Oxidschicht versehen wird.
- 30
10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem die
- 35

Chromschwefelsäure eine Dichte von mehr 1,40 g/cm<sup>3</sup>; hat.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem im ersten Schritt als Anker-moleküle Kohlenstoffreste, die geradkettig oder verzweigt sein können, mit 1 bis 30, bevorzugt 1 bis 20 Kohlenstoffatomen, besonders bevorzugt 1 bis 15 Kohlenstoffatomen, die auch gegebenenfalls mit einer oder mehreren Substituenten von Halogen, Alkoxy-, Hydroxyl-, Thiol-, Amino-, Alkyl- oder Dialkylamino-Gruppen substituiert sein können, an der Oberfläche des Implantatmaterials kovalent gebunden werden und im zweiten Schritt Knochenwachstumsfaktoren, die infolge nicht-kovalenter Wechselwirkungen zwischen den Knochenwachstumsfaktoren und den hydrophoben Resten der Anker-moleküle immobilisiert werden, auf das so behandelte Implantatmaterial gegeben werden, wobei im ersten Schritt die Beladungsdichte der Anker-moleküle auf der Implantatoberfläche in Abhängigkeit von der Kettenlänge des hydrophoben Restes des Anker-moleküls so gewählt wird, daß die Anker-moleküle selbst miteinander nicht in Wechselwirkung treten und in Abhängigkeit von der überdeckten Fläche auf dem Implantatmaterial, die von einem einzelnen im zweiten Schritt absorbierten Knochenwachstumsfaktormolekül bedeckt wird, mindestens 10, bevorzugt 15 Kontaktstellen zwischen den hydrophoben Resten der Anker-moleküle zur hydrophoben Wechselwirkung mit dem einzelnen Knochenwachstumsfaktormolekül gebildet werden.
12. Verfahren nach Anspruch 11, bei dem die Kohlenstoffreste im ersten Schritt je nach Verzweigungsgrad des verwendeten Restes in einer Anzahl von mindestens 3, bevorzugt mindestens 5 und besonders bevorzugt mindestens 10 Resten auf 10 nm<sup>2</sup> der Implantatoberfläche immobilisiert werden.

13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, bei dem die Kohlenstoffreste im ersten Schritt je nach Verzweigungsgrad des verwendeten Restes in einer Anzahl von maximal 100, bevorzugt maximal 60 Resten auf 10 nm<sup>2</sup> der Implantatoberfläche immobilisiert werden.
14. Implantat, erhältlich nach dem Verfahren nach einem der Ansprüche 1-13.
15. Implantat nach Anspruch 14, bei dem das Implantatmaterial Titan, Titanlegierungen, Aluminium rostfreiem Stahl, Stahlegierungen oder Hydroxylapatit besteht.
16. Implantat nach Anspruch 14 oder 15, bei dem das Implantat eine Gelenk- oder Knochenprothese, ein Stent oder ein Zahnimplantat ist.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inte — nal Application No

PC1/DE 01/02893

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 A61L27/22 A61L27/54

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61L

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 92 00047 A (UNIV CASE WESTERN RESERVE) 9 January 1992 (1992-01-09)	1-5,7,8, 14-16
Y	figure page 3, line 1-3 page 4, line 31 -page 5, line 15 page 6, line 19-29 page 22, line 18-31 page 27, line 4 -page 28, line 1 claims 9,13,21	9,10
Y	WO 99 26674 A (JENNISSEN HERBERT P) 3 June 1999 (1999-06-03) page 7, line 6-25 page 8, line 35 -page 9, line 14 claims	9,10
	--- -/--	



Further documents are listed in the continuation of box C.



Patent family members are listed in annex.

## \* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the International filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*Z\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15 January 2002

Date of mailing of the international search report

23/01/2002

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Böhm, I



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PC 1/DE 01/02893

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 652 459 A (ENGELHARDT ACHIM) 24 March 1987 (1987-03-24) abstract ---	1
A	US 4 828 563 A (MUELLER-LIERHEIM WOLFGANG G K) 9 May 1989 (1989-05-09) abstract ---	1
A	WO 00 25841 A (SAWITOWSKI THOMAS ; FISCHER ALFONS (DE); SCHMID GUENTER (DE); BRAND) 11 May 2000 (2000-05-11) the whole document -----	1

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/JP 01/02893

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9200047	A	09-01-1992	AU 8286491 A WO 9200047 A1	23-01-1992 09-01-1992
WO 9926674	A	03-06-1999	AU 2408099 A WO 9926674 A2 DE 19881727 D2 EP 1035879 A2	15-06-1999 03-06-1999 04-01-2001 20-09-2000
US 4652459	A	24-03-1987	DE 3241589 A1 AT 35508 T AU 567310 B2 AU 2111183 A BE 898186 A CA 1229953 A1 DE 3377264 D1 DK 512183 A EP 0109061 A1 JP 59103660 A NO 834064 A , B,	17-05-1984 15-07-1988 19-11-1987 17-05-1984 01-03-1984 08-12-1987 11-08-1988 11-05-1984 23-05-1984 15-06-1984 11-05-1984
US 4828563	A	09-05-1989	DE 3521684 A1 AT 71405 T AT 86129 T DE 3683321 D1 DE 3687861 D1 EP 0205790 A2 EP 0205997 A2 FI 862503 A IL 79054 A JP 62051984 A JP 62049856 A US 4789634 A	18-12-1986 15-01-1992 15-03-1993 20-02-1992 08-04-1993 30-12-1986 30-12-1986 19-12-1986 31-08-1990 06-03-1987 04-03-1987 06-12-1988
WO 0025841	A	11-05-2000	DE 19855421 A1 DE 19910188 A1 AU 1378200 A BR 9914954 A CN 1325315 T CZ 20011455 A3 WO 0025841 A1 EP 1124594 A1 NO 20012115 A AU 3156100 A DE 19948783 A1 WO 0048660 A1 EP 1150738 A1 NO 20013917 A	11-05-2000 11-05-2000 22-05-2000 06-11-2001 05-12-2001 12-09-2001 11-05-2000 22-08-2001 01-06-2001 04-09-2000 24-08-2000 24-08-2000 07-11-2001 10-08-2001

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 01/02893

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES  
IPK 7 A61L27/22 A61L27/54

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)  
IPK 7 A61L

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 92 00047 A (UNIV CASE WESTERN RESERVE) 9. Januar 1992 (1992-01-09)	1-5, 7, 8, 14-16
Y	Abbildung Seite 3, Zeile 1-3 Seite 4, Zeile 31 -Seite 5, Zeile 15 Seite 6, Zeile 19-29 Seite 22, Zeile 18-31 Seite 27, Zeile 4 -Seite 28, Zeile 1 Ansprüche 9,13,21	9,10
Y	WO 99 26674 A (JENNISSEN HERBERT P) 3. Juni 1999 (1999-06-03) Seite 7, Zeile 6-25 Seite 8, Zeile 35 -Seite 9, Zeile 14 Ansprüche	9,10

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

\*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

\*E\* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

\*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

\*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

\*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

\*Z\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

15. Januar 2002

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

23/01/2002

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Böhm, I

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 4 652 459 A (ENGELHARDT ACHIM) 24. März 1987 (1987-03-24) Zusammenfassung ----	1
A	US 4 828 563 A (MUELLER-LIERHEIM WOLFGANG G K) 9. Mai 1989 (1989-05-09) Zusammenfassung ----	1
A	WO 00 25841 A (SAWITOWSKI THOMAS ; FISCHER ALFONS (DE); SCHMID GUENTER (DE); BRAND) 11. Mai 2000 (2000-05-11) das ganze Dokument -----	1

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichung, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 01/02893

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9200047 A	09-01-1992	AU 8286491 A WO 9200047 A1	23-01-1992 09-01-1992
WO 9926674 A	03-06-1999	AU 2408099 A WO 9926674 A2 DE 19881727 D2 EP 1035879 A2	15-06-1999 03-06-1999 04-01-2001 20-09-2000
US 4652459 A	24-03-1987	DE 3241589 A1 AT 35508 T AU 567310 B2 AU 2111183 A BE 898186 A CA 1229953 A1 DE 3377264 D1 DK 512183 A EP 0109061 A1 JP 59103660 A NO 834064 A , B,	17-05-1984 15-07-1988 19-11-1987 17-05-1984 01-03-1984 08-12-1987 11-08-1988 11-05-1984 23-05-1984 15-06-1984 11-05-1984
US 4828563 A	09-05-1989	DE 3521684 A1 AT 71405 T AT 86129 T DE 3683321 D1 DE 3687861 D1 EP 0205790 A2 EP 0205997 A2 FI 862503 A IL 79054 A JP 62051984 A JP 62049856 A US 4789634 A	18-12-1986 15-01-1992 15-03-1993 20-02-1992 08-04-1993 30-12-1986 30-12-1986 19-12-1986 31-08-1990 06-03-1987 04-03-1987 06-12-1988
WO 0025841 A	11-05-2000	DE 19855421 A1 DE 19910188 A1 AU 1378200 A BR 9914954 A CN 1325315 T CZ 20011455 A3 WO 0025841 A1 EP 1124594 A1 NO 20012115 A AU 3156100 A DE 19948783 A1 WO 0048660 A1 EP 1150738 A1 NO 20013917 A	11-05-2000 11-05-2000 22-05-2000 06-11-2001 05-12-2001 12-09-2001 11-05-2000 22-08-2001 01-06-2001 04-09-2000 24-08-2000 24-08-2000 07-11-2001 10-08-2001